



## Suivi temporel 3D de vaisseaux coronaires dans les projections rayons X

Emmanuelle Poulain, Grégoire Malandain, Régis Vaillant

### ► To cite this version:

Emmanuelle Poulain, Grégoire Malandain, Régis Vaillant. Suivi temporel 3D de vaisseaux coronaires dans les projections rayons X. GRETSI, Sep 2017, Juan-Les-Pins, France. hal-01544989

**HAL Id: hal-01544989**

**<https://inria.hal.science/hal-01544989>**

Submitted on 22 Jun 2017

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Suivi temporel 3D de vaisseaux coronaires dans les projections rayons X

Emmanuelle POULAIN<sup>1,2</sup>, Grégoire MALANDAIN<sup>2</sup>, Régis VAILLANT<sup>1</sup>

<sup>1</sup>GE Healthcare 78530 Buc, France

<sup>2</sup>Université Côte d’Azur, Inria, CNRS, I3S, France

{emmanuelle.poulain,regis.vaillant}@ge.com, gregoire.malandain@inria.fr

**Résumé** — La fusion de l’angioscanner préopératoire avec des images angiographiques et fluoroscopiques per-opératoires est susceptible d’améliorer l’utilité des images fluoroscopiques pendant les interventions. Nous proposons un suivi temporel 3D/2D d’un vaisseau coronaire, basé sur une déformation spline, en utilisant des appariements avec une élongation/contraction contrôlée le long des courbes appariées et une préservation de la longueur de la courbe 3D. Des expériences ont été menées sur une base de données de 10 vaisseaux provenant de 5 patients distincts, avec des évaluations spécifiques sur le recalage global et la cohérence locale de la position le long du vaisseau. Les résultats obtenus démontrent l’efficacité de la méthode proposée, avec un écart type moyen de 2 mm pour la localisation des points d’intérêt.

**Abstract** — Fusing pre-operative CT angiography with per-operative angiographic and fluoroscopic images is considered by physicians as a potentially useful tool for improved guidance. We propose a 3D/2D temporal tracking of one coronary vessel, based on a spline deformation, using pairings with a controlled 2D stretching along the paired curves and a preservation of the length of the 3D curve. Experiments were conducted on a database of 10 vessels from 5 distinct patients, with dedicated metrics assessing both the global registration and the local coherency of the position along the vessel. The proposed results demonstrate the efficiency of the proposed method, with an average standard deviation of 2 mm for the localization of landmarks.

## 1 Introduction

L’intervention coronarienne percutanée est une intervention qui consiste à traiter une artère coronaire ayant subi un rétrécissement local. Le praticien intervient en naviguant avec un guide dans l’artère en s’appuyant sur un système d’images rayons X pour se repérer. Contrairement aux systèmes d’images rayons X, l’angioscanner est capable de montrer la lumière et les caractéristiques de la paroi du vaisseau. Pour aider le praticien à exploiter ces informations au cours de l’intervention, recalcr ces deux modalités pourrait être très utile. [3, 1, 7] ont abordé ce problème dans le cas d’images acquises lors de la même phase cardiaque. Dans cette situation, la différence géométrique entre les deux modalités peut être décrite par une transformation rigide. L’angioscanner pourrait être aussi effectué sur les autres phases cardiaques avec une exposition additionnelle aux rayonnements ionisants. [2] a proposé d’adapter un modèle générique de mouvement cardiaque afin de recalcr les deux modalités le long du cycle. Cette stratégie soulève la question du modèle générique. Dans ce travail, nous proposons d’explorer une autre direction. Le praticien porte son intention sur un vaisseau d’intérêt et va donc le centrer sur l’image, limitant le raccourcissement et les superpositions. L’objectif

est de calculer une déformation 3D du vaisseau d’intérêt issu de l’angioscanner à l’aide du mouvement apparent de la séquence angiographique. De cette manière toutes les informations visibles sur l’angioscanner comme les plaques pourront être affichées sur la séquence 2D. Dans ce travail, nous proposons une méthode dérivée de [3] pour suivre une artère coronaire le long du cycle cardiaque avec pour but de maintenir la cohérence de la position le long des vaisseaux. Anatomiquement, les longueurs vasculaires sont préservées, aussi une contrainte de longueur 3D est utilisée explicitement comme dans [5]. Nous proposons aussi des méthodes dédiées d’évaluation, portant sur le recalage et sur la bonne localisation de points d’intérêt.

## 2 Méthode

Les données 3D sont extraites à partir d’un angioscanner puis segmentées formant un arbre  $\mathcal{T}$ . A partir de cette structure un vaisseau d’intérêt  $V$  est extrait et suivi tout au long de la séquence d’images fluoroscopiques. Contrairement aux données 3D, les données 2D ne peuvent être représentées par une structure d’arbre mais par un graphe. Cela est dû à la superposition des branches pouvant créer de fausses bifurcations et à la segmentation qui peut rajouter ou enlever des vaisseaux. Cette dernière est réalisée

$$\begin{cases} F(1) = \operatorname{argmin}_{i_v \in I_v} \|v_{i_v} - c_1\|^2 + \lambda d(v_1, v_{i_v})^2 \text{ with } I_v = \{1, \dots, \text{jump}\} \\ F(i_c) = \operatorname{argmin}_{i_v \in I_v} \|v_{i_v} - c_{i_c}\|^2 + \lambda (d(v_{F(i_c-1)}, v_{i_v}) - d(c_{i_c-1}, c_{i_c}))^2 \text{ with } I_v = \{F(i_c - 1 + j)\}_{j \in [0 \dots \text{jumps}]} \end{cases} \quad (1)$$

à partir d'une technique de réhaussement de vaisseau [4]. Soit  $N$  le nombre d'images dans la séquence on obtient un ensemble de graphes  $\mathcal{G} = \{\mathcal{G}_1, \dots, \mathcal{G}_N\}$ . On initialise le recalage à l'aide d'une transformation rigide  $T^\circ$  correspondant à la transformation optimale entre  $\mathcal{T}$  et  $\mathcal{G}_1 \in \mathcal{G}$  correspondant à la même phase cardiaque que le scanner pré-opératoire.

Le but de la méthode proposée est de suivre le vaisseau 3D  $V$  à travers toutes les phases cardiaques, ce qui nécessite de le déformer. Décrire le vaisseau par une spline nous permet de ramener le problème à un problème d'optimisation des points de contrôle qui sont en nombre fini. Le recalage se fait en deux étapes, une étape d'appariements entre le vaisseau  $V$  projeté et une courbe extraite du graphe 2D, puis une étape de calcul de la déformation de  $V$  par la minimisation d'une énergie définie par les distances entre les paires de points et par une contrainte de longueur sur le vaisseau  $V$ .

## 2.1 Modélisation du problème

Le suivi temporel 3D requiert un modèle a priori 3D des vaisseaux comme présenté par [8, 6]. Les fonctions splines sont un moyen de décrire les lignes centrales avec relativement peu de paramètres. Nous utilisons une spline cubique approximante, ajustée avec une méthode centripète. Plus précisément la spline est définie par  $C(u) = \sum_{i=1}^n N_{i,p}(u) P_i$  où  $N_{i,p}$  est la  $i$ ème B-spline de degré  $p$ ,  $P_i$  le  $i$ ème point de contrôle,  $u$  l'abscisse de la spline (entre 0 et 1). L'ensemble des points de contrôle est défini en résolvant :

$$\hat{\mathcal{P}}_t = \operatorname{argmin}_{\mathcal{P} \in \mathbb{R}^{3n}} E_d(C_{\mathcal{P}}, \mathcal{G}_t) + \beta E_r(C_{\mathcal{P}}) \quad (2)$$

Avec  $t$  l'indice temporel de la trame,  $E_d()$  et  $E_r()$  sont respectivement le terme d'attache aux données et le terme de régularisation. Dans la suite,  $\mathcal{P}_t$  représente l'ensemble des points de contrôle pour la trame  $t$  et  $\mathcal{P}_1^{\text{init}}$  l'ensemble des points de contrôle pour le vaisseau 3D après la transformation initiale  $T^\circ$  pour la trame 1. De la même façon,  $C_{\mathcal{P}_1^{\text{init}}}$  et  $C_{\mathcal{P}_t}$  représentent respectivement les splines/vaisseaux 3D associées aux points de contrôle  $\mathcal{P}_1^{\text{init}}$ , et  $\mathcal{P}_t$ . Dans la suite  $t$  sera omis. Les courbes représentant les vaisseaux 3D projetés et sont notées  $c$ . Une courbe 2D correspondant à la courbe projetée est extraite du graphe  $\mathcal{G}$  [3].

### 2.1.1 Terme d'attache aux données

Le terme d'attache aux données  $E_d()$  est la somme des distances résiduelles issues des appariements 3D/2D. La manière la plus simple de construire ces appariements est la méthode des plus proches voisins (comme l'ICP). Une telle approche ne respecte pas l'ordonnancement des points

à la différence de [3] où il a été prouvé que des appariements prenant en compte cet ordre donnaient de meilleurs résultats. De tels appariements sont obtenus en utilisant la distance de Fréchet qui autorise des sauts de longueur maximale  $\text{jump}$  entre les points appariés. Nous avons observé que ces appariements pouvaient encore être améliorés en rajoutant une contrainte de préservation de l'élongation 2D. En effet, on observe que cette métrique produit des appariements irréguliers (Fig. 1, gauche) qui peuvent avoir un impact conséquent dans le cas d'une transformation non-rigide. Nous avons donc modifié cette méthode en construisant des appariements qui avancent à la même vitesse le long des courbes 2D.

Soit  $c = \{c_1, \dots, c_{n_c}\}$  et  $v = \{v_1, \dots, v_{n_v}\}$  les courbes 2D à appairer. Les points  $c_i$  sont les projetés de  $C_{\mathcal{P}}(\bar{u}_i)$  issus de la spline 3D représentant le vaisseau. Les points  $v_i$  sont les points discrets formant la ligne centrale du vaisseau extrait des images angiographiques,  $d$  la distance entre 2 points le long d'une courbe 2D :

$$d(p_1, p_2) = \sum_{i=p_1+1}^{p_2} \|c_i - c_{i-1}\|.$$

Les appariements sont entièrement définis par une fonction injective  $F : \mathbb{N} \rightarrow \mathbb{N}$  (Eq. 1) avec  $\lambda$  proportionnel à la distance entre le voisinage de  $i_c$  et  $i_v$ .  $F()$  définit des appariements entre des points 2D  $(v_{F(i)}, c_i)$ . Or, pour obtenir une déformation 3D, nous devons définir des appariements entre points 3D.  $c_i \in c$  est associé au point 3D  $C_{\mathcal{P}}(\bar{u}_i)$ . Le point 3D  $V'_{F(i)}$  correspondant à  $v_{F(i)}$  est le point de la ligne de rétroprojection issue de  $v_{F(i)}$  qui est le plus proche de  $C_{\mathcal{P}}(\bar{u}_i)$ . On obtient pour le terme d'attache aux données  $E_d(C_{\mathcal{P}}, \mathcal{G}_t) = \sum_{i=1}^{n_c} \|V'_{F(i)} - C_{\mathcal{P}}(\bar{u}_i)\|^2$ .

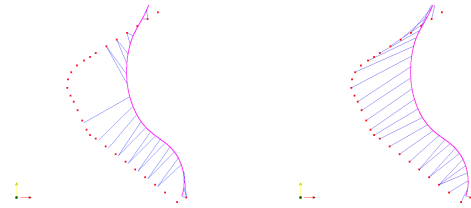


FIGURE 1 – Appariements (bleu) entre les points projetés du vaisseau 3D  $c$  (magenta) et les points du vaisseau 2D  $v$  (rouge), pour un cas donné. À gauche la méthode de Fréchet, à droite la méthode de Fréchet pondéré.

### 2.1.2 Terme de régularisation

Le terme de régularisation permet de minimiser l'élongation 3D de  $C$  :  $E_r(C_{\mathcal{P}}) = \sum_{j=1}^J (\|C_{\mathcal{P}}(e_j) - C_{\mathcal{P}}(e_{j-1})\| - l_j)^2$  avec  $e_j = \frac{j}{J}$  et  $l_j = \|C_{\mathcal{P}_1^{\text{init}}}(e_j) - C_{\mathcal{P}_1^{\text{init}}}(e_{j-1})\|$ ,  $J$  est le nombre d'intervalles utilisé pour la contrainte de longueur.

### 2.1.3 Minimisation de l'énergie

L'énergie globale  $E_d(C_P, \mathcal{G}_t) + \beta E_r(C_P)$  est minimisée via une descente de gradient. Les appariements sont redéfinis toutes les 1000 itérations. La minimisation est arrêtée quand la norme du gradient est en dessous d'un seuil préalablement choisi.

## 3 Évaluations

Nous proposons deux mesures quantitatives. La première correspond aux attentes méthodologiques. La deuxième correspond plus directement aux attentes d'un clinicien.

### 3.1 Préservation de la forme

Pour cette mesure, nous exploitons l'hypothèse que le vaisseau est censé retrouver son état initial si le suivi est effectué sur une série cyclique d'images consécutives. Soit  $N$  le nombre d'images angiographiques dans une séquence couvrant un cycle cardiaque, le suivi est fait de la trame 1 à la trame  $N$ , résultant en  $N$  courbes 3D correspondant au même vaisseau d'intérêt à différentes phases,  $C = \{C_1, \dots, C_N\}$ . On peut alors générer la séquence inverse en allant de l'image  $N - 1$  à l'image 1 et continuer le suivi. Le résultat est alors un autre ensemble de courbes 3D  $C' = \{C'_{N-1}, \dots, C'_1\}$ . La similarité des courbes  $C'_k$  et  $C_k$  est une mesure indirecte de la performance de l'algorithme du suivi. Pour mesurer la similarité, nous choisissons la distance obtenue entre  $C_1$  et  $C'_1$  qui sont respectivement la première et dernière courbe du suivi aller-retour. Notre mesure de préservation de forme est  $pf = \frac{1}{n_C} \sum_{i=1}^{n_C} \|C_1(i) - C'_1(i)\|$  avec  $n_C$  le nombre de points dans  $C$  et  $C'$ .

### 3.2 Suivi de point

L'idée est d'évaluer si une localisation anatomique définie le long du vaisseau coronaire est correctement suivie le long du cycle cardiaque. La localisation le long du vaisseau  $V$  est définie par l'abscisse curviligne. Dans les images angiographiques, identifier un point fixe est plus compliqué. Pour ce faire, nous avons tout d'abord manuellement identifié un point d'intérêt le long du vaisseau 2D correspondant au vaisseau 3D d'intérêt pour chaque trame. Nous calculons pour chacun l'abscisse curviligne du point 3D correspondant au point 2D sélectionné. Les bifurcations de vaisseaux sont des candidats naturels pour de tels points d'intérêt. Un suivi parfait (avec une parfaite identification manuelle de la bifurcation) devrait donner la même abscisse curviligne pour tous les points 3D, l'écart type de toutes les abscisses curvilignes est donc une mesure adéquate pour évaluer le suivi. Soit  $U = \{u_1, \dots, u_N\}$  les  $N$  abscisses et  $\bar{u}$  la moyenne de  $U$ , la mesure proposée

$$\text{est } sp = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (u_i - \bar{u})^2}.$$

## 4 Résultats

Pour évaluer la performance de l'algorithme proposé, nous utilisons des données collectées après consentement des patients. Ces données proviennent de 5 patients. Nous avons sélectionné pour chaque séquence angiographique une sous-séquence de 20 images couvrant au moins un cycle cardiaque complet. Plusieurs vaisseaux ont été sélectionnés pour un patient donné, donnant un total de 10 suivis de vaisseaux. Dans la suite, nous proposons de comparer trois différentes approches de l'algorithme : Fréchet standard, Fréchet pondéré comme décrit précédemment avec et sans la contrainte de longueur sur le vaisseau  $V$ .  $\lambda$  est égal à  $\frac{l_d^2}{d_p(c)^2}$ , avec  $l_d$  la distance locale entre les voisinages des deux points et  $d_p(c)$  la distance moyenne entre les points de la courbe  $c$ .  $\beta$  a été choisi à 1000 après avoir observé sur un exemple que cette valeur permet d'obtenir une variation de longueur inférieure à 0.1%. Fig. 4 est un exemple de résultat obtenu sur un cas.

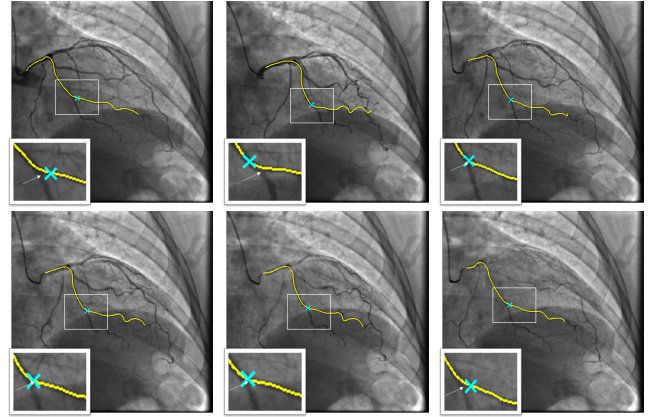


FIGURE 2 – Résultats du suivi temporel pour un patient sur un cycle cardiaque. La courbe jaune représente la projection du vaisseau 3D, la croix bleue le point suivi comme étant la bifurcation, et la flèche blanche désigne la vraie bifurcation. Trames 1, 5, 9, 13, 17, 20 (extraites d'une séquence de 20 images).

### 4.1 Préservation de forme

L'objectif de cette mesure est d'évaluer l'exactitude de la déformation du vaisseau. Tab. 1 (gauche) présente les résultats obtenus pour 10 cas. Quand la contrainte de longueur n'est pas appliquée, les résultats montrent que la déformation n'est pas bien contrôlée. Dans le premier cas, nous observons une différence autour de 40 mm entre les deux courbes. Sachant qu'un vaisseau mesure autour de 80 mm, cette valeur n'est pas négligeable. Les deux autres approches qui utilisent la contrainte de longueur

3D donnent des résultats similaires. Dans l'ensemble la distance moyenne 3D entre les deux courbes après un suivi sur 40 trames est inférieure à 7 mm, ce qui est encourageant.

Vaisseaux	Préservation de forme			Suivi de point		
	Fréchet	Fréchet pondéré	Fréchet pondéré SCL*	Fréchet	Fréchet pondéré	Fréchet pondéré SCL*
1	7.96	7	39.81	1.73	2.21	14.5
2	11.11	8.7	x	2.64	3.2	x
3	2.19	1.4	1.43	1.72	2.1	1.01
4	4.21	3	2.44	2.62	1.3	1.14
5	1.8	1.8	5.02	1.12	0.7	2.75
6	7	3.18	4.9	3.88	4.1	2.79
7	4.94	7.3	6.4	1.9	2.4	1.38
8	2.62	1.7	1.92	1	1.2	1.12
9	11.5	9.6	8.43	2.1	2.1	2.52
10	10.1	10.5	7.92	1.63	1.9	3.01
Moyenne	6.33	5.42	8.68	2.02	2.11	3.36

TABLE 1 – Résultats en millimètres des 3 méthodes pour la préservation de forme et le suivi de point. SCL\* = Sans contrainte de longueur.

## 4.2 Suivi de point

Ces mesures sont représentées à droite de Tab. 1. Les valeurs sont les écarts types de l'ensemble des abscisses curvilignes des points associés à la bifurcation pour chaque projection. La valeur moyenne est 2.02 et 2.11 pour les deux méthodes avec contrainte de longueur 3D. Quand celle-ci n'est pas appliquée nous obtenons de moins bons résultats comme attendu. Ces écarts-types peuvent dépendre de deux types d'erreur : l'erreur créée par l'algorithme, et l'erreur liée à la vérité terrain. Marquer la localisation exacte de la bifurcation dans des images rayons X est difficile car la superposition locale des vaisseaux masque la position exacte à laquelle les vaisseaux formant la bifurcation se séparent.

## 5 Discussion et conclusion

Nous avons présenté une méthode de suivi de vaisseaux coronaires 3D/2D. Nous sommes partis d'un recalage complet de l'arbre coronaire obtenu à la même phase que la trame courante, puis nous nous sommes concentrés sur un vaisseau d'intérêt. Les appariements sont ensuite définis entre le vaisseau 3D projeté et les lignes centrales préalablement segmentées dans l'image angiographique. Le vaisseau 3D est alors déformé afin de minimiser la longueur entre les paires de points dans l'espace 3D et sous la contrainte d'une préservation de longueur 3D. Dans l'évaluation, nous avons observé que l'absence de la contrainte de longueur dégrade les résultats même si le suivi semble rester correct. Nous avons également évalué l'algorithme d'appariements de Fréchet et une variante. Comme observé dans la Fig. 1, les appariements obtenus sont plus cohérents qu'avec la méthode standard de Fréchet. La différence entre ces deux approches se traduit principalement par une amélioration de la préservation de forme. Il est in-

teressant d'observer que la distance est autour de 5.5 mm après un suivi sur 40 trames. Pour le suivi de point, la moyenne est autour de 2 mm dans les deux variantes de la méthode de Fréchet sachant qu'il faut prendre en compte les imprécisions de la vérité terrain. Ce dernier résultat est encourageant car il est situé dans les attentes des praticiens. Dans une prochaine étape, des méthodes pour recalculer la position de l'extrémité du guide dans la séquence angiographique seront développées. Une évaluation plus complète pourra être effectuée en associant en parallèle des acquisitions angiographiques des images intravasculaires qui seront capables de donner des informations sur la paroi des vaisseaux. Après un co-recalage de ces images intravasculaires avec les images angiographiques, il sera possible de comparer les deux modalités intravasculaires et l'angioscanner et de quantifier les différences géométriques d'un point de vue algorithmique.

## Références

- [1] T Aksoy, G Unal, S Demirci, N Navab, and M Dergentekin. Template-based CTA to x-ray angio rigid registration of coronary arteries in frequency domain with automatic x-ray segmentation. *Med Phys*, 40(10), 2013.
- [2] N Baka, CT Metz, C Schultz, L Neefjes, RJ van Geuns, BPF Lelieveldt, WJ Niessen, T van Walsum, and M de Bruijne. Statistical coronary motion models for 2D+ t/3D registration of x-ray coronary angiography and CTA. *Med Image Anal*, 17(6) :698–709, 2013.
- [3] T Benseghir, G Malandain, and R Vaillant. A tree-topology preserving pairing for 3D/2D registration. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 10(6) :913–923, 2015.
- [4] AF Frangi, WJ Niessen, KL Vincken, and MA Viergever. Multiscale vessel enhancement filtering. In *Med Image Comput Comput Assist Interv*, volume 1496 of *LNCS*, pages 130–137. Springer, 1998.
- [5] M Groher, D Zikic, and N Navab. Deformable 2D-3D registration of vascular structures in a one view scenario. *IEEE Trans Med Imaging*, 28(6) :847–860, 2009.
- [6] TH Heibel, B Glocker, M Groher, N Paragios, N Komodakis, and N Navab. Discrete tracking of parametrized curves. In *CVPR*, pages 1754–1761. IEEE, 2009.
- [7] D Ruijters, BM ter Haar Romeny, and P Suetens. Vesselness-based 2D-3D registration of the coronary arteries. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 4(4) :391–397, 2009.
- [8] G Shechter, F Devernay, E Coste-Maniere, and ER McVeigh. Temporal tracking of 3D coronary arteries in projection angiograms. In *Medical Imaging 2002*, pages 612–623, 2002.